

X-RAY MEASURING APPARATUS

Patent Number: WO0204932
Publication date: 2002-01-17
Inventor(s): BABA RIKI (JP); UEDA KEN (JP)
Applicant(s): BABA RIKI (JP); UEDA KEN (JP); HITACHI MEDICAL CORP (JP)
Requested Patent: ☐ WO0204932
Application Number: WO2001JP04946 20010612
Priority Number(s): JP20000213370 20000710
IPC Classification: G01N23/04; A61B6/06
EC Classification:
Equivalents: ☐ JP2002022678
Cited patent(s): JP2000060843; JP57044999; JP1235839; JP6154207

Abstract

A diagnostic X-ray measuring apparatus having a high spatial resolution and a high sensitivity. The X-ray measuring apparatus comprises an X-ray source for emitting X-rays from an X-ray focal point, an X-ray sensor in which a plurality of sensing elements each having a blind part and a sensitive part encompassed by the blind part are two-dimensionally arrayed, data processing means for collecting the output signals of the sensing elements and for data-processing the same, an X-ray grid arranged between the X-ray focal point and the X-ray sensor at a predetermined distance from the X-ray focal point and having X-ray transmissive members and X-ray blocking members arrayed alternately in a first direction. The period of a linear projected image of the X-ray blocking members projected by X-rays on the sensing surface of the X-ray sensor in the first direction is an integral multiple of twice or more of the period of the array of the sensing elements substantially in the first direction, thereby forming an image of a large field of view without any moire.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002 年1 月17 日 (17.01.2002)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 02/04932 A1

(51) 国際特許分類: G01N 23/04, A61B 6/06

(21) 国際出願番号: PCT/JP01/04946

(22) 国際出願日: 2001 年6 月12 日 (12.06.2001)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2000-213370 2000 年7 月10 日 (10.07.2000) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 馬場理香 (BABA,

Rika) [JP/JP]; 〒185-8601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 植田 健 (UEDA, Ken) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 弁理士 小川勝男 (OGAWA, Katsuo); 〒103-0025 東京都中央区日本橋茅場町二丁目9番8号 友泉茅場町ビル 日東国際特許事務所 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (国内): CN, KR, US.

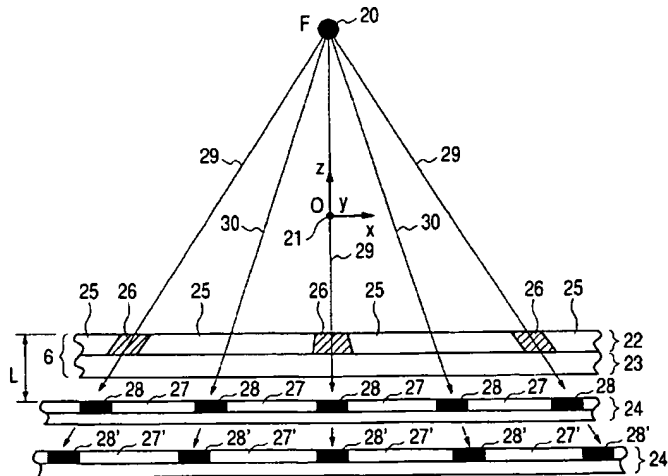
(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: X-RAY MEASURING APPARATUS

(54) 発明の名称: X線計測装置



(57) Abstract: A diagnostic X-ray measuring apparatus having a high spatial resolution and a high sensitivity. The X-ray measuring apparatus comprises an X-ray source for emitting X-rays from an X-ray focal point, an X-ray sensor in which a plurality of sensing elements each having a blind part and a sensitive part encompassed by the blind part are two-dimensionally arrayed, data processing means for collecting the output signals of the sensing elements and for data-processing the same, an X-ray grid arranged between the X-ray focal point and the X-ray sensor at a predetermined distance from the X-ray focal point and having X-ray transmissive members and X-ray blocking members arrayed alternately in a first direction. The period of a linear projected image of the X-ray blocking members projected by X-rays on the sensing surface of the X-ray sensor in the first direction is an integral multiple of twice or more of the period of the array of the sensing elements substantially in the first direction, thereby forming an image of a large field of view without any moire.

[続葉有]



(57) 要約:

本発明は、高空間分解能且つ高感度な診断用のX線計測装置を提供するもので、X線焦点からX線を発生するX線源と、不感部と該不感部に取り囲まれる有感部とを有する複数の検出素子が2次元に配列されるX線検出器と、検出素子の出力信号を収集してデータ処理を行なうデータ処理手段と、X線焦点とX線検出器との間にX線焦点の位置に対して所定の距離に配置され、X線透過部材とX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列されるX線グリッドとを有し、X線によるX線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第1の方向での周期が、実質的に第1の方向での線検出素子の配列の周期の2以上の整数倍とする。モアレのない大視野の画像を得る。

明 細 書

X線計測装置

5 技術分野

本発明は、平面型X線検出器を用いて高画質な画像の撮影が可能なX線撮影装置、X線透視装置、コーンビームCT装置等のX線計測装置に関する。

10 背景技術

2次元X線検出器を用いてX線像の計測を行なうX線透視装置、及びX線撮影装置は公知の技術である。X線源と2次元X線検出器を検査対象の周りに1回転させながら回転撮影を行なうコーンビームCT、また、X線源と2次元X線検出器を固定し、検査対象を1
15 回転させながら回転撮影を行なうコーンビームCTがある（特開平10-192267号公報：従来技術1）。

コーンビームCTでは、回転撮影により得られた複数の画像に対してそれぞれ補正処理を施すことにより、1組の投影データを得る。得られた1組の投影データに対して、3次元再構成アルゴリズムを用いて3次元再構成処理を行なうことにより、3次元画像を得る。
20

CTの3次元再構成アルゴリズムは、「画像工学」（長谷川伸著、コロナ社発行、pp. 195-199：従来技術2）に記載されている。コーンビームCTの3次元再構成アルゴリズムとしては、フェルドkamp法等の方法が用いられる。特に、フェルドkamp法に
25 ついては、「Practical cone beam algorithm」（L. A. Feldkamp、Journal of O

ptical Society of America、vol. 1
(6)、pp. 612-619、1984：従来技術3）に記載されている。

コーンビームCTに用いられる2次元X線検出器としては、X線
5 Image Intensifier（以下、XIIと略記する。）
とテレビカメラを光学系を介して組合せたXII-カメラ型X線検
出器（特開平10-192267号公報：従来技術1）や、平面型
X線検出器等がある。

平面型X線検出器と、そのトモグラフィ応用の可能性については、
10 「フラットパネル・ディテクタの動向」（稲邑清也、映像情報、v
ol. 31（4）、pp. 125-130：従来技術4）に記載さ
れている。

例えば、アモルファスシリコンフォトダイオード（以下、a-S
iPDと略記する。）とTFTとの対を正方マトリックス状に配置
15 し、これらの対と蛍光板を直接組合せた平面型X線検出器の構成が
公知である。このタイプの平面型X線検出器では、X線が蛍光板に
入射して発生する蛍光は、最近傍のa-SiPDに入射して電荷に
変換される。電荷は読み出されるまで蓄積される。この例では、a
-SiPDは独立（ディスクリート）な検出素子として機能する。

20 2次元X線検出器に入射する散乱X線を低減する手段として、散
乱X線遮蔽グリッド（以下、単に、X線グリッドと略記する。）が
ある。X線グリッドを2次元X線検出器の前面に配置することによ
り、X線透視、X線撮影、及びコーンビームCT撮影において散乱
線を低減できる。

25 X線グリッドはアルミニウム等のX線透過材と鉛等のX線遮蔽材
を交互に重ねた積層構造をもつ。この積層構造をもつX線グリッド

の 2 枚を互いに直交して配置して一体化したクロス X 線グリッドがある。コーンビーム CT 撮影に散乱 X 線遮蔽 X 線グリッドを使用することは公知である（特開平 9-149895 号公報：従来技術 5）。

2 次元 X 線検出器の複数の検出素子の出力信号を 1 次元方向又は
5 2 次元方向で加算する束ね加算（binning）の技術は公知である（特開平 9-197051 号公報：従来技術 6）。X I I-カメラ型 X 線検出器では、テレビカメラの出力画素数を変化させることが可能であることが知られている。これは、コーンビーム CT 撮影
10 技術 7）。

束ね加算では、出力信号のデータ数を減少させて、1 枚当りの画像を出力する時間を短縮する効果、データ処理に要する時間を短縮する効果が実現できる。一旦、各検出素子の出力信号をメモリに記憶した後に、後処理で束ね加算を行ない、束ね加算後の演算処理に
15 要する時間を短縮することもできる。

X 線により平面型 X 線検出器の検出素子の面に投影された X 線遮蔽 X 線グリッドの X 線遮蔽材の周期を検出素子の配列の周期の整数分の 1 倍とすることが知られている（特開平 9-75332 号公報：従来技術 8）。

20 X 線により平面型 X 線検出器の検出素子の面に投影された X 線グリッドの X 線遮蔽材の影を用いて、X 線源と X 線グリッドの位置を合わせる方法が知られている（特開平 4-308809 号公報：従来技術 9）。

また、X 線により平面型 X 線検出器の検出素子の面に投影された
25 X 線グリッドの X 線遮蔽材の影を用いて、X 線源と検出器の位置を合わせる方法が知られている（特開平 9-66054 号公報：従来

技術 10)。

先ず、以降の説明に使用する用語を説明する。

(1) アモルファスシリコンフォトダイオード：以下の説明では、
a-SiPDと略記する。

5 (2) 散乱X線遮蔽グリッド：以下の説明では、単に、X線グリッドと略記する。

(3) 平面型X線検出器：検出素子が2次元に平面状に配列されるX線検出器をいう。以下の説明では、単に、X線検出器という。

(4) 検出素子：以下に説明する例では、a-SiPDとTFTの
10 対と蛍光層から構成される。検出素子は、X線により蛍光層で発生する蛍光を電気信号に変化するa-SiPDが形成されている有感領域（有感部）と、有感領域以外の不感領域（不感部、不感帯部）を含む。

(5) 検出面：以下に説明する例では、平面型X線検出器で複数の
15 a-SiPDが形成される面である。

X線検出器を用いてX線像の計測を行なうX線透視装置、X線撮影装置、コーンビームCT装置等の診断用のX線計測装置では、診断能向上のために、空間分解能の向上が必要とされ、X線検出器の検出素子の微小化が進められている。また、診断用のX線計測装置
20 では、空間分解能の向上に加えてX線被曝量の低減が要求されており、X線検出の高感度化が求められている。

X線検出器を用いる場合、散乱X線による画質劣化が避けられないという問題がある。散乱X線を低減するために、X線グリッドのX線遮蔽材の間隔を検出素子の間隔に対応させて同じくする場合、
25 検出素子が微小化するにつれて、X線遮蔽材の間隔が小さくなるので、X線グリッドによる感度低下を招き、所定の感度を得るにはX

線照射線量の増加させなければならないという問題がある。また、検出素子が微小化した時、X線グリッドのX線遮蔽材の間隔を複数の検出素子群の間隔に対応させて、X線遮蔽材の間隔を検出素子の間隔よりも大きくすることが考えられる。

- 5 しかし、何れの場合にも、X線遮蔽材の配列の周期とX線検出器の感度分布の周期の対応関係がずれることによりモアレが生じるという問題がある。特に、X線検出器では感度分布特性が急峻なため、モアレが生じ易く、コーンビームCT画像では、モアレによるアーチファクトによる画質劣化、及びCT値の定量性の低下が生じるという問題がある。例えば、図6に示すように、リングアーチファクトに加えて更にあるリングから派生する複数の曲線部分をもつ全体として非常に複雑なアーチファクトを生じることが、本発明者により確認されている。図6は、大口径の円柱形の水ファントムの再構成画像の中心部に出現したアーチファクトの例である。
- 10 微小なサイズの検出素子をもつX線検出器を用いるX線計測装置では、散乱X線を有効に低減し、感度の低下をもたらさず、高感度、高空間分解を実現することが望まれている。
- 15

発明の開示

- 20 本発明の目的は、高空間分解能で高感度でモアレのない大視野の画像を得ることが可能な診断用のX線計測装置を提供することにある。

- 本発明が適用されるX線計測装置は、X線焦点からX線を発生するX線源と、不感部と不感部に取り囲まれる有感部とをもつ複数の
25 検出素子が2次元に配列されるX線検出器と、撮影の制御を行ない複数の検出素子の出力信号を収集してデータ処理を行なうデータ処

理手段と、X線焦点とX線検出器との間にX線焦点の位置に対して所定の距離に配置され、X線透過部材とX線遮蔽部材とが交互に1つの方向（第1の方向）に配列され、薄い厚さのX線透過平板で固定される散乱線を遮蔽するX線グリッドとを具備する。

- 5 例えば、X線検出器は、相互に不感帯（不感部）を介して独立して機能するa-SiPDとTF Tからなり正方マトリックス状に配置される複数の対と蛍光層（板）を直接組合わせた公知の構成とする。検出素子は、a-SiPDとTF Tの対と蛍光層から構成される。検査対象を通過したX線は、X線グリッドを通過した後に、
10 蛍光層に入射する。蛍光層で発生する蛍光は、最近傍のa-SiPDに入射して電荷に変換され、電荷の読み出し時点まで蓄積される。

検査対象を配置しない状態で、X線の照射によりX線グリッドのX線遮蔽部材の線状の投影像を、X線検出器の検出面（複数のa-SiPDが形成される面）上に得ることができる。

- 15 本発明の第1の構成では、X線検出器の検出面へのX線グリッドのX線遮蔽部材の線状の投影像の1つの方向での周期が、実質的にこの1つの方向での検出素子の配列の周期の2以上の整数倍である。この構成により、高空間分解能且つ高感度でモアレのない大視野の画像を得ることが可能となる。

- 20 また、第1の構成では、データ処理手段は、相互に隣接する複数の検出素子の出力信号を加算する処理を行なう。この複数の検出素子の出力信号を束ね加算することにより、高速に、高空間分解能且つ高感度でモアレのない画像を得ることが可能となる。

- また、第1の構成では、X線グリッドは、X線焦点とX線検出器
25 との間にX線焦点の位置に対して所定の距離に固定して配置されており、X線焦点とX線グリッドの面（、又はX線検出器の検出面）

の中心部を結ぶ方向での、X線グリッドの複数のX線遮蔽部材のX線入射面側の端部がなす面の位置とX線検出器の検出面（複数のa-SiPDが形成される面）の位置との間隔を調整する調整手段を具備し、調整手段は、X線グリッドの複数のX線遮蔽部材のX線入射面側の端部がなす面とX線検出器の検出面を実質的に平行に保持した状態で、上記の間隔を調整できる。

X線焦点、及びX線グリッドの位置が、X線焦点とX線グリッドの面（、又はX線検出器の検出面）の中心部を結ぶ方向で固定される構成とするので、1種類のX線グリッドに対して、空間分解能、即ち、検出素子の上記の1つの方向でのサイズが異なるX線検出器を使用する場合にも、空間分解能に応じてX線検出器を選択して、上記の調整手段により位置を調整することにより、検査対象の画像の計測が可能となる。

また、第1の構成では、X線グリッド（クロスX線グリッド）は、第1のX線透過部材と第1のX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列される第1のX線グリッドと、第2のX線透過部材と第2のX線遮蔽部材とが交互に、第1の方向に直交する第2の方向に配列される第2のX線グリッドとから構成され、第1のX線グリッドと第2のX線グリッドとが実質的に平行に配置され、第1のX線グリッドの中心部と第2のX線グリッドの中心部が実質的に一致するように一体化されて構成されている。

更に、第1のX線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第1の方向での周期と、第2のX線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第2の方向での周期とが実質的に等しく、第1のX線グリッドと第2のX線グリッドにより構成されるX線グリッドはクロスX線グリッドとなる。X線グリッドのX線遮蔽材が

2次元に配列される構造をもつので、散乱X線の混入が少なく、高空間分解能且つ高感度でモアレのない画像を得ることが可能となる。

更に、第1の構成では、X線焦点とX線グリッドとの間に配置される検査対象の周囲で、X線源、X線グリッド、及びX線検出器の
5 相対的な位置を固定して保持した状態で、X線源、X線グリッド、及びX線検出器を回転させる手段を具備し、データ処理手段は、回転による複数の回転角度において、複数の検出素子の出力信号を収集して、検査対象の断層像を求めるデータ処理を行なう。

X線焦点からの放射状のX線を検査対象に照射して、コーンビームCT計測を行ない、高空間分解能且つ高感度でモアレのない3次元再構成画像を得ることが可能となる。
10

本発明の第2の構成では、第1の構成と同様に、X線遮蔽部材のX線検出器の検出面への線状の投影像の第1の方向での周期が、実質的に第1の方向での検出素子の配列の周期の2以上の整数倍である。
15 第1の構成と同様の機能をもつ調整手段により、第1の方向において、X線遮蔽部材の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯（不感部）の領域の中心に位置するように、上記の間隔が調整される。
第1の構成の場合と同様に、1種類のX線グリッドに対して、空間分解能の異なる複数のX線検出器を使用する場合にも、空間分解能
20 に応じてX線検出器を選択して、上記の調整手段により位置を調整することにより、検査対象の画像の計測が可能となる。

本発明の第3の構成では、第1の構成で説明した第1のX線グリッドと第2のX線グリッドにより構成されるクロスX線グリッドをX線グリッドとして使用する。第1の構成と同様の機能をもつ調整
25 手段により、第1の方向において、第1のX線遮蔽部材の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯（不感部）の領域の中心に位置する

ように、第 2 の方向において、第 2 の X 線遮蔽部材の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯（不感部）の領域の中心に位置するように、上記の間隔が調整される。

また、第 1 の X 線遮蔽部材の X 線検出器の検出面への線状の投影
5 像の第 1 の方向での周期と、実質的に第 2 の X 線遮蔽部材の X 線検出器の検出面への線状の投影像の第 2 の方向での周期とを等しい構成とする。第 1 の構成の場合と同様に、2 次元に配列される X 線遮蔽材をもつ X 線グリッド（クロス X 線グリッド）を使用するので、
10 散乱 X 線の混入が少なく、高空間分解能且つ高感度でモアレのない画像を得ることが可能となる。

なお、先述した従来技術 8 は、検出素子のサイズが X 線遮蔽材の間隔よりも小さい X 線検出器を開示していない。また、従来技術 9
は、X 線源と X 線グリッドの位置合わせ方法を開示し、従来技術 10
は、X 線源と検出器の位置合わせ方法を開示するが、X 線グリッ
15 ドと X 線検出器の位置合せ方法を開示していない。

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の実施例のコーンビーム CT 装置の構成例を示す図、図 2 は、本発明の実施例のコーンビーム CT 装置におけるクロ
20 ス X 線グリッドの鉛箔と X 線検出器の検出素子の有感領域と不感帯の位置関係の例を示す断面図、図 3 は、本発明の実施例のコーンビーム CT 装置における X 線検出器と X 線グリッドとの位置関係の調整方法の例を説明する断面図、図 4 は、本発明の実施例のコーンビーム CT 装置における、X 線グリッドの X 線遮蔽材と X 線検出器の
25 一部の拡大断面図であり、X 線グリッドと検出素子の位置関係を示す説明する図、図 5 は、本発明の実施例のコーンビーム CT 装置に

において、2方向にそれぞれ配列されるX線遮蔽材の検出面に投影された像の2方向での周期を、検出素子がそれぞれ形成される2方向での検出素子の周期の2倍とするように調整した時の、X線遮蔽材、検出素子の有感領域、不感帯の相対的な位置関係を説明する図であり、検出面にX線遮蔽材を投影した部分拡大投影図、図6は、従来のコーンビームCT画像におけるモアレによるアーチファクトを示す図である。

発明を実施するための最良の形態

10 以下、本発明の実施例を図を用いて詳細に説明する。

図1は、本発明の実施例のコーンビームCT装置の構成例を示す図である。コーンビームCT装置は、検査対象1にX線を照射するX線管2、検査対象1を保持する保持台3と保持台3を回転させる回転装置4、検査対象1を透過したX線を検出するX線検出器5、
15 散乱線を遮蔽するX線グリッド6、X線グリッド6に対するX線検出器5の相対位置を変化させて調整する調整装置7、X線管2と回転装置4とX線検出器5を制御し、X線検出器5の各検出素子の出力信号をデータとして収集するデータ収集装置8、収集されたデータの演算処理を行なうデータ処理装置9、収集されたデータ、及び
20 演算処理された結果を表示する表示装置10等から構成される。データ処理装置9の機能をデータ収集装置8に持たせてもよい。

X線グリッド6とX線検出器5の対とX線管2とを検査対象1の周囲で回転させ、コーンビームCT計測を実行する。また、X線グリッド6とX線検出器5の対とX線管2とを固定して、回転装置4
25 により検査対象1を回転させて、コーンビームCT計測を実行してもよい。

X線検出器は、相互に接合される複数の検出ユニットから構成される。各検出ユニットは、各検出ユニットに入射するX線を可視光に変換する蛍光層と蛍光層から発生する蛍光をa-SiPDにより電気信号に変える変換ユニット、変換ユニットからTFTにより読み出される信号を増幅する増幅部、増幅部で増幅された信号を送出する信号出力部、各検出ユニットにおける信号の読み出しを制御する読み出し制御部等から構成される。

各検出ユニットに於ける検出素子は、1辺が0.127mmの正方形の形状をもち、2方向にピッチ0.127mmで正方配列される。検出素子の有感領域（有感部）は1辺が0.106mmの正方形の形状をもつ。この有感領域は4方向で、0.0105（=0.021/2）mmの幅で不感領域（不感部）により取り囲まれている。即ち、隣接する検出素子の有感領域の間に形成されている不感部の幅は0.021mmである。

X線検出器は、2方向にピッチ0.127mmで正方配列される、 $3072 \times 3072 = 9437184$ 個の検出素子から構成され、X線検出器は、1辺が約390mmの大きさの正方形の形状をもつ。

X線グリッドとして、同じ構造をもつ第1、第2のX線グリッドを重ねて一体化したクロスX線グリッドを使用する。第1、第2のX線グリッドはそれぞれ、X線遮蔽材として、厚さが0.050mm、高さが1.016mm、長さが約390mmの細長い鉛箔を使用し、X線透過材として、厚さが約0.20mm、高さが1.016mm、長さが約390mmの細長いアルミニウム箔を使用する。

第1、第2のX線グリッドのX線グリッド比は8：1である。第1、第2のX線グリッドは、各X線グリッドの中心部を一致させて、クロスX線グリッドのX線入射側に配置される第1のX線グリッド

- の、鉛箔、及びアルミニウム箔のX線入射側の端面を結ぶ面と、クロスX線グリッドのX線出射側に配置される第2のX線グリッドの、鉛箔、及びアルミニウム箔のX線入射側の端面を結ぶ面とを実質的に平行に保持した状態で、各X線グリッドの中心部での鉛箔の長手
- 5 方向が直交するように貼り合せて一体化する。

即ち、第1のX線グリッドの中心部での鉛箔の長手方向を第1の方向に平行に配置し、第2のX線グリッドの中心部での鉛箔の長手方向を、第1の方向に直交する第2の方向に平行に配置して、第1のX線グリッドと第2のX線グリッドとを貼り合せて一体化する。

- 10 第1のX線グリッドの、鉛箔、及びアルミニウム箔のX線入射側の端面を結ぶ面の中心部とX線焦点と間の距離は、1.2 mである。本発明の実施例のコーンビームCT装置では、第1のX線グリッドの、鉛箔、及びアルミニウム箔のX線入射側の端面を結ぶ面と、X線検出器の検出素子の検出面（複数の有感領域、即ち、複数のa-
- 15 SiPDで形成されるの面）との間隔は、19 mmである。

第1のX線グリッドの上記のX線入射側の端面を結ぶ面の中心部とX線焦点とを結ぶ方向で、X線検出器の検出面を上記のX線入射側の端面を結ぶ面に実質的に平行に移動させて、クロスX線グリッドに対するX線検出器の検出面の位置を、以下のように調整する。

- 20 X線による第1のX線グリッドの鉛箔のX線検出器の検出面への線状の投影像の第1の方向での周期が、実質的に、第1の方向での検出素子の配列の周期の2倍となるように、また、X線による第2のX線グリッドの鉛箔のX線検出器の検出面への線状の投影像の第2の方向での周期が、実質的に、第2の方向での検出素子の配列の
- 25 周期の2倍となるように調整する。更に、第1の方向において、第1のX線グリッドの鉛箔の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯

の幅の中心に位置するように、第2の方向において、第2のX線グリッドの鉛箔の線状の投影像の中心が、実質的に不感帯の幅の中心に位置するように、第1のX線グリッドの上記のX線入射側の端面を結ぶ面と、X線検出器の検出素子の検出面との間隔が調整される。

- 5 図2は、本発明の実施例のコーンビームCT装置におけるクロスX線グリッドの鉛箔とX線検出器の検出素子の有感領域と不感帯の位置関係の例を示すx-z面に平行で原点O(21)を通る断面図である。原点O(21)とする直交座標系(x、y、z)のy軸を、回転装置4の回転中心軸、又は、X線グリッド6とX線検出器5の
10 対とX線管2とを検査対象1の周囲で回転させる時の回転軸とする。x-y面を、第1、第2のX線グリッド22、23により構成されるクロスX線グリッド6の第1のX線グリッド22のX線入射側の端面を結ぶ面、及びX線検出器24の検出素子の検出面(有感領域)27に平行にとる。z軸を、X線管2のX線焦点F(20)と第1
15 のX線グリッド22のX線入射側の端面を結ぶ面の中心部とを結ぶ方向とする。

- 図2は、第1のX線グリッド22のx方向に配列される鉛箔26の中心を通り、x方向に形成される不感帯28の幅の中心に至るX線経路29、及び第1のX線グリッド22のx方向に配列されるアルミニウム箔25を通り、x方向に形成される不感帯28の幅の中心に至るX線経路30を示す。図2では、第2のX線グリッド23の構造は省略している。
- 20

- 図2に示すX線検出器24、24'はそれぞれ、x方向、及びy方向で同じ検出素子の大きさをもち、同じ幅の不感帯28、28'をもつが、X線検出器24'は、X線検出器24よりも、空間分解能は悪く、有感領域27'の面積は有感領域27の面積より大きい
- 25

(即ち、X線検出器24'の検出素子の大きさは、X線検出器24の検出素子の大きさよりも大きい。)

なお、図2において、クロスX線グリッド6に対して、X線検出器24、24'をx方向、及びy方向それぞれ、その検出素子のサイズの1/2の寸法だけシフトして配置してもよい。

また、図2に示す例では、同じ構造をもつ第1、第2のX線グリッドを重ねて一体化したクロスX線グリッドを使用する例を説明したが、図2に示すクロスX線グリッドの代わりに、x方向に鉛箔が配列される第1のX線グリッド、y方向に鉛箔が配列される第2のX線グリッドの何れか一方を使用してもよく、この場合も、上記で説明した方法、下記で説明する方法で、X線グリッドとX線検出器の相対的な位置合せを行なえばよい。

X線検出器24、又は、24'の検出面を、第1のX線グリッド22のX線入射側の端面に対して平行を保った状態で移動させて、クロスX線グリッドに対するX線検出器の検出面の位置を調整することにより、1種類の第1のX線グリッド22に対して、異なる空間分解能をもつ複数のX線検出器を使用できる。

図3は、本発明の実施例のコーンビームCT装置におけるX線検出器とX線グリッドとの位置関係の調整方法の例を説明する断面図である。X線検出器5とX線グリッド6はそれぞれ、枠40に取り付けられたスライドするスライド板41に固定されている。X線検出器5とX線グリッド6は、枠40に対して垂直に取り付けられている。

距離調節用の調節ねじ42のねじ穴43がX線グリッド6に形成されており、調節ねじ42がねじ穴43にねじ込まれている。調節ねじ42はX線検出器5に向けてねじ込まれている。X線検出器5

の上で調節ねじ 4 2 の頭が接する部分には、調節ねじ 4 2 の頭により X 線検出器 5 が破損しないように受け板 4 4 が備えられている。調節ねじ 4 2 を回して X 線検出器 5 の側に押し出すことにより、X 線グリッド 6 と X 線検出器 5 との距離を平行に拡大できる。調節ねじ 4 2 を回して X 線グリッド 6 の側に引き出すことにより、X 線グリッド 6 と X 線検出器 5 との距離を狭めることができる。図 3 に示す例では、調節ねじを 1 本のみとしたが、更に調節ねじの本数を増加させることにより、距離の調整の精度を向上することができる。

X 線グリッド 6 の第 1 の X 線グリッド 2 2 の X 線入射側の端面を結ぶ面の中心部が、X 線管 2 の X 線焦点 F (2 0) から所定の距離の位置にくるように、X 線グリッド 6 が固定されたスライド板 4 1 を移動させ、スライド板 4 1 を枠 4 0 に固定する。調節ねじ 4 2 を X 線検出器 5 の側に押し出す、又は、X 線グリッド 6 の側に引き出す。X 線検出器 5 の面が調節ねじ 4 2 の頭にぶつかる位置まで、X 線検出器 5 が固定されたスライド板 4 1 を移動させる。スライド板 4 1 を枠 4 0 に固定する。検査対象を配置しない状態で、X 線を発生して X 線検出器 5 の X 線遮蔽材 (鉛箔 2 6) の投影画像を計測する。

投影画像における x 方向、及び y 方向の鉛箔の線状の投影像の中心位置と、x 方向、及び y 方向の不感帯の幅の中心位置とを検出して、x 方向での鉛箔の線状の投影像の中心位置の周期が、実質的に、x 方向での検出素子の配列の周期の 2 倍となるように、また、y 方向での鉛箔の線状の投影像の中心位置の周期が、実質的に、y 方向での検出素子の配列の周期の 2 倍となるように、更に、第 1 の X 線グリッドの x 方向の鉛箔の線状の投影像の中心が、実質的に x 方向の不感帯の幅の中心に位置するように、第 2 の X 線グリッドの y 方

向の鉛箔の線状の投影像の中心が、実質的に y 方向の不感帯の幅の中心に位置するように、X線検出器 5 が固定されたスライド板 4 1 を移動させて、X線グリッド 6 と X線検出器 5 との間の距離を調整する。更に、投影画像にモアレが見えるか否かを確認する。モアレ 5 が見えなくなるまで、距離の調整を行なう。

本発明の実施例のコーンビーム CT 装置では、X線検出器の複数の検出素子の出力信号を、x 方向又は y 方向の 1 方向、あるいは、x 方向及び y 方向の 2 方向で加算する束ね加算 (binning) を実行する。

10 本発明の実施例のコーンビーム CT 装置は、束ね加算を実行する 2 つモードをもつ。第 1 の束ね加算モードは、第 2 の束ね加算モードに比較して長い演算処理時間を要するが、高空間分解能の画像を提供できる高分解能モードである。第 2 の束ね加算モードは、第 1 の束ね加算モードで得られる画像に比較して空間分解能は劣るが、
15 第 2 の束ね加算モードよりも高速に演算処理が可能であり、標準的な計測条件を与える標準モードである。

高分解能モードでは、x 方向、及び y 方向においてそれぞれ 2 つの検出素子の出力を加算する束ね加算を行ない、合計 4 つの検出素子の出力を加算する。標準モードでは、x 方向、及び y 方向においてそれぞれ 4 つの検出素子の出力を加算する束ね加算を行ない、合計 16 の検出素子の出力を加算する。高分解能モードでの空間分解能と標準モードでの空間分解能の比は、1 : 2 である。
20

束ね加算する検出素子の数 (束ね加算素子数)、即ち、加算する検出素子の出力の数は種々変化させることができる。データの収集時に、検出素子の出力を加算する制御を実行した後に、加算結果を
25 収集すると、束ね加算素子数を増加させる程、高速にデータを収集

できる。

x 方向での束ね加算素子数と y 方向での束ね加算素子数とを等しくしない構成としてもよく、例えば、x 方向での束ね加算素子数を増加させないで感度の低下を小さくし、y 方向での束ね加算素子数を増加させることにより、高速化を図り、高感度且つ高速なデータ収集をおこなうことが可能となる。

図 4 は、本発明の実施例のコーンビーム CT 装置における、X 線グリッドの X 線遮蔽材と X 線検出器の一部の x z 面に平行で原点 O (2 1) を通る拡大断面図であり、X 線グリッドと検出素子の位置関係を説明するための図である。

図 4 において、図 4 には図示しない z 方向の左側に X 線管の X 線焦点 F (2 0) がある。点線 4 2 1、4 2 2、4 2 3、4 2 4、4 2 5、4 2 6 は X 線焦点から放射され X 線グリッドの X 線遮蔽材 (鉛箔) に接して進行し検出素子へ入射する X 線経路を示す。各点線 4 2 1 ~ 4 2 6 は相互に平行ではなく、各点線 4 2 1 ~ 4 2 6 により示される X 線の経路は、図 2 に誇張して示すように、X 線焦点からの発散する X 線ビームによる経路である。

クロス X 線グリッド 6 の第 1 の X 線グリッド 2 2 は、x 方向に配列する X 線遮蔽材 (鉛箔) 4 0 1、4 0 2、4 0 3 と、x 方向に配列する X 線透過材 (アルミニウム箔) 4 1 1、4 1 2、4 1 3、4 1 4 から構成され、第 1 の X 線グリッド 2 2 の X 線入射側の端面での鉛箔、及びアルミニウム箔の端面のなす面 4 7 1、X 線出射側の端面での鉛箔、及びアルミニウム箔の端面のなす面 4 7 2 はそれぞれ、x y 面に平行な同一の面にある (図 4 に図示しない第 1 の X 線グリッド 2 3 についても同様である)。

図 4 では、X 線検出器 2 4 の 4 つの検出素子の有感領域 4 5 1、

4 5 2、4 5 3、4 5 4を示す。X線グリッドのX線遮蔽材、及びX線透過材はX線焦点F (20) から放射されるX線により、X線検出器24の検出面461に僅かだが拡大されて投影される。この拡大率は、X線焦点F (20) と検出面461との間の距離と、X
5 線焦点F (20) とX線グリッドの面471との間の距離との比である。X線グリッドの面471とX線検出器の前面473との間の距離をL (470) とする。

以下、検出面461に投影されたX線グリッドの位置と、検出素子の有感領域の位置関係について説明する。図4に示す例は、X線
10 焦点からのX線により検出面461に投影された第1のX線グリッドのX線遮蔽材の像の周期が、検出素子が形成される周期の2倍となるよう調整された場合を示す。

点線801、802、803は、高分解能モードで出力が加算される束ね加算がなされる検出素子群の境界線を示し、これらの境界
15 線の位置は、検出素子の有感領域の間に形成される不感帯の幅の中心位置に対応する。

束ね加算は、高分解能モードではx方向、及びy方向においてそれぞれ2つの検出素子の合計4つの検出素子について、標準モードではx方向、及びy方向においてそれぞれ4つの検出素子の合計1
20 6の検出素子について実行される。即ち、高分解能モードでは、検出面に投影されたX線遮蔽材の像の周期は、束ね加算される検出素子群の配列の周期と同一となる。標準モードで束ね加算される検出素子群の配列の周期は、高分解能モードで束ね加算される検出素子群の配列の周期の整数倍となる。

25 境界線801、802、803は、x方向に形成された不感帯の幅の中心位置に対応し、検出面461に投影されたx方向に配列さ

れるX線遮蔽材の像の中心位置と一致するように、第1のX線グリッドの前面の位置471からX線検出器の前面473の間の距離L(470)が変更され調整される。距離L(470)の変更は、X線検出器の前面473の位置を変更する調整により実行される。

- 5 この結果、検出面に投影されたX線遮蔽材の像の周期と、束ね加算される検出素子群の配列の周期とが一致するので、モアレの発生を防止できる。また、検出素子の有感領域がX線遮蔽材で遮蔽される割合を効果的に低減できるので、X線計測装置の感度が向上する。更に、x方向、及びy方向で束ね加算は、同一のX線遮蔽材の対(例
- 10 えば、x方向では、鉛箔401と鉛箔402の対)の内側の検出素子群について実行されるので、検出素子群の出力の加算による空間分解能の低下を最小に抑制できる。

- 図5は、本発明の実施例のコーンビームCT装置において、x方向、及びy方向にそれぞれ配列されるX線遮蔽材の検出面461に
- 15 投影された像の中心位置のx方向、及びy方向での周期を、検出素子がそれぞれ形成されるx方向、及びy方向での検出素子の周期の2倍とするように調整した時の、X線遮蔽材、検出素子の有感領域、不感帯の相対的な位置関係を説明する図であり、検出面461にX線遮蔽材を投影した部分拡大投影図であり、図4を紙面に垂直な方
- 20 向から見た投影図である。図5に示す例では、図2、図4と同様に、同じ構造をもつ第1、第2のX線グリッドにより構成されるクロスX線グリッドを使用している。

- x方向、及びy方向にそれぞれ同じ等間隔に形成される検出素子(0.127mm×0.127mm)の有感領域(0.106mm
- 25 ×0.106mm)101、102、103、104、111、112、113、114、121、122、123、124、131、

1 3 2、1 3 3、1 3 4の周囲は、不感帯（幅0.021mm）で囲まれる。各有感領域の隣接する2辺の近傍の各有感領域の周辺から幅0.015mmの領域は、クロスX線グリッドにより覆われている（検出面461に投影されるX線遮蔽材の寸法は0.051m
5 mである）。

検出面461に投影されるX線遮蔽材により、クロスX線グリッドのX線遮蔽材の検出面461への投影により、検出面461にはX線遮蔽材の投影による孔501、502、503、504が形成される。第1、及び第2のX線グリッドにより構成されるクロスX
10 線グリッドを使用する場合、孔501、502、503、504の部分には、第1のX線グリッドのX線遮蔽材、第2のX線グリッドのX線遮蔽材の何れもが投影されない部分である。

図5に示す点線は、x方向、及びy方向で束ね加算される検出素子群の範囲の境界を示す。図5に示す例では、束ね加算は、x方向、
15 及びy方向でそれぞれ2素子の合計4素子に対して実行される。

束ね加算される4つの検出素子が占有する領域の中心と、上記の孔の中心とが一致するように、クロスX線グリッドのX線遮蔽材の検出面への投影像のx方向、及びy方向での中心位置が、不感帯の幅の中心位置に一致するように、クロスX線グリッドの第1のX線
20 グリッドの前面の位置に対する、X線検出器の検出面の位置を調整する。即ち、図5に示すように、x方向、及びy方向で束ね加算される検出素子群の範囲の境界を示す点線の位置は、不感帯の幅の中心位置、及び、クロスX線グリッドのX線遮蔽材の検出面への投影像のx方向、及びy方向での中心位置に一致させている。

25 この結果、検出面に投影されたクロスX線グリッドのX線遮蔽材の像の周期と、束ね加算される検出素子群の配列の周期とが一致す

るので、モアレの発生を防止できる。また、検出素子の有感領域がX線遮蔽材で遮蔽され割合を効果的に低減できるので、X線計測装置の感度が向上する。更に、x方向、及びy方向で束ね加算される検出素子群は上記の孔の内部にあり、同一のX線遮蔽材の対（例えば、x方向では、鉛箔401と鉛箔402の対）の内側にある検出素子群について束ね加算が実行されるので、検出素子群の出力の加算による空間分解能の低下をx方向、及びy方向で最小に抑制できる。

標準モードでは、x方向、及びy方向のそれぞれで4つの検出素子の合計16の検出素子について束ね加算される。この結果、検出面に投影されたクロスX線グリッドのX線遮蔽材の像の周期と、束ね加算される検出素子群の配列の周期とが一致するので、モアレの発生を防止できる。検出素子の有感領域がX線遮蔽材で遮蔽され割合を効果的に低減できるので、X線計測装置の感度が向上する。

更に、x方向、及びy方向で束ね加算は、同一のX線遮蔽材の対（例えば、x方向では、鉛箔401と鉛箔402の対）の内側の検出素子群について実行されるので、検出素子群の出力の加算による空間分解能の低下を最小に抑制できる。標準モードでは、16の検出素子の束ね加算により、空間分解能は低下するが、束ね加算の以降に実行されるデータ処理量が大幅に低減し演算時間が短縮される効果がある。

本発明の実施例のコーンビームCT装置では、束ね加算が2段階で実行される。束ね加算を、検出素子からの信号を収集してメモリに記憶する以前に、ハードウェアにより行なう構成と、メモリに記憶した後にソフトウェアで行なう構成の両方が可能であり、これら2つの構成を直列させて利用できる。

x 方向、及び y 方向での 2 つの検出素子の合計 4 つの検出素子の束ね加算は、各検出素子からの信号をメモリに記憶する以前に、ハードウェアで実行される。得られた束ね加算された信号（4 素子束ね加算信号）は収集されメモリに記憶される。後処理では、収集された 4 個の束ね加算された信号（4 素子束ね加算信号）の束ね加算がソフトウェアにより実行される。

即ち、ハードウェアによる前処理とソフトウェアによる後処理とを組合せて 16 の検出素子の束ね加算を実行する。4 つの検出素子の束ね加算を実行できるハードウェアによる機能（4 素子束ね加算機能）をもつ X 線検出器を用いて、後処理でソフトウェアにより、16 の検出素子の束ね加算を実行できる。この結果、X 線検出器の設計を汎用化して低コスト化可能とすると共に、演算時間と空間間分解能の関係に基づいて、X 線計測装置の利用の仕方の融通性を高めることができる。

上記の 1 つの孔に対して 1 つの検出素子に対応するようなクロス X 線グリッドを使用する場合には、図 5 に示す例のように、上記の 1 つの孔に対して 4 つの検出素子に対応するようなクロス X 線グリッドを使用する場合よりも、散乱線の遮蔽能力が高くなるという効果がある。この時、束ね加算を実行しない場合には、X 線グリッドの X 線遮蔽材の検出面への投影像の x 方向、及び y 方向での中心位置は、検出素子の境界線、即ち、x 方向、及び y 方向での不感帯の幅の x 方向、及び y 方向での中心位置に一致する。この結果、検出素子の有感領域が X 線遮蔽材で遮蔽される割合を効果的に低減できるので、X 線計測装置の感度が向上する。また、モアレの発生も抑止できる。

産業上の利用可能性

本発明のX線計測装置は、X線検出器を用いて高画質な画像の撮影が可能で、X線撮影装置、X線透視装置、コーンビームCT装置等の診断を目的とする装置に適用され、本発明のX線計測装置によれば、以下の効果を奏する。

(1) 検出素子の有感領域がX線遮蔽材で遮蔽される割合を効果的に低減し、モアレの発生を防止でき、X線の検出感度が向上できる。

(2) 束ね加算をX線遮蔽材の対の内側の領域の検出素子の出力信号の加算により実行するので、束ね加算における空間分解能の低下を最小に抑制できる。

(3) 検出素子の出力の束ね加算により、高速に、高空間分解能且つ高感度でモアレのない画像を得ることができる。

(4) X線グリッドとX線検出器の間隔の調整により、検出素子の周期が異なる複数のX線検出器に対して、同一のX線グリッドを使用できX線グリッドの融通性を高めることができる。

(6) X線グリッドとして、x方向、及びy方向の構造が同一であるクロスX線グリッドと、検出素子の配列間隔がx方向、及びy方向の両方向で同一であるX線検出器とを用いて、x方向、及びy方向の両方向で同じ空間分解能を実現できる。

請 求 の 範 囲

1. X線焦点からX線を検査対象に照射するX線源と、有感部と該有感部を取り囲む不感部とを有する複数の検出素子が2次元に配列され、前記検査対象を透過したX線像を検出する平面型X線検出器
5 と、前記検出素子の出力信号を収集して前記X線像に関するデータ処理を行なうデータ処理手段と、前記X線焦点と前記平面型X線検出器との間にあって前記X線焦点の位置に対して所定の距離に配置され、X線透過部材とX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列されたX線グリッドとを有し、かつ、前記X線による前記X線遮蔽部
10 材の前記平面型X線検出器の検出面への投影像の前記第1の方向での周期が、実質的に前記第1の方向での前記検出素子の配列の周期の2以上の整数倍であるよう構成したことを特徴とするX線計測装置。
2. 前記データ処理手段は、相互に隣接する複数の前記検出素子の
15 出力信号を加算する処理を行なうよう構成したことを特徴とする請求の範囲第1項記載のX線計測装置。
3. 前記X線焦点と前記X線グリッドの中心部を結ぶ方向における前記X線グリッドの位置と前記平面型X線検出器の位置との間隔を、前記X線グリッドの面と前記平面型X線検出器の検出面との関係を
20 保持した状態で調整する調整手段を有することを特徴とする請求の範囲第1項記載のX線計測装置。
4. 前記X線グリッドは、第1のX線透過部材と第1のX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列される第1のX線グリッドと、第2のX線透過部材と第2のX線遮蔽部材とが交互に、前記第1の方向
25 に直交する第2の方向に配列される第2のX線グリッドとを具備し、かつ、前記第1のX線グリッドと前記第2のX線グリッドとが実質

的に平行に配置されてなることを特徴とする請求の範囲第1項記載のX線計測装置。

5 5. 前記第1のX線遮蔽部材の前記検出面への前記投影像の前記第1の方向での周期と、前記第2のX線遮蔽部材の前記検出面への前記投影像の前記2の方向での周期とが実質的に等しいことを特徴とする請求の範囲第4項記載のX線計測装置。

6. 前記X線焦点と前記X線グリッドとの間に配置される前記検査対象の周囲で、前記X線源、前記X線グリッド、及び前記平面型X線検出器の相対的な位置を保持した状態で、前記検出対象に対して
10 相対的な回転を与える手段を具備し、前記データ処理手段は、前記回転による複数の回転角度において前記検出素子の前記出力信号を収集して、前記検査対象の断層像を求めるデータ処理を行なうことを特徴とする請求の範囲第1項記載のX線計測装置。

7. X線焦点からX線を検査対象に照射するX線源と、有感部と該
15 有感部を取り囲む不感部とを有する複数の検出素子が2次元に配列され、前記検査対象を透過したX線像を検出する平面型X線検出器と、前記検出素子の出力信号を収集して前記X線像に関するデータ処理を行なうデータ処理手段と、前記X線焦点と前記平面型X線検出器との間に前記X線焦点の位置に対して所定の距離に配置され、
20 X線透過部材とX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列されるX線グリッドと、前記X線焦点と前記X線グリッドの中心部を結ぶ方向における、前記X線グリッドの位置と前記平面型X線検出器の位置との間隔を、前記X線グリッドの面と前記平面型X線検出器の検出面との関係を保持した状態で調整する調整手段とを有し、かつ、
25 前記X線遮蔽部材の前記検出面への線状の投影像の前記第1の方向での周期が、実質的に前記第1の方向での前記検出素子の配列の周

期の2以上の整数倍であるよう構成したことを特徴とするX線計測装置。

8. 前記調整手段により、前記第1の方向において前記X線遮蔽部材の前記線状の投影像の中心が、実質的に前記不感部の領域の中心
5 に位置するように、前記間隔が調整されてなることを特徴とする請求の範囲第7項記載のX線計測装置。

9. X線焦点からX線を検査対象に照射するX線源と、有感部と該有感部を取り囲む不感部とを有する複数の検出素子が2次元に配列され、前記検査対象を透過したX線像を検出する平面型X線検出器
10 と、前記検出素子の出力信号を収集して前記X線像に関するデータ処理を行なうデータ処理手段と、第1のX線透過部材と第1のX線遮蔽部材とが交互に第1の方向に配列される第1のX線グリッド、及び第2のX線透過部材と第2のX線遮蔽部材とが交互に、前記第1の方向に直交する第2の方向に配列される第2のX線グリッドを
15 具備し、前記第1のX線グリッドと前記第2のX線グリッドとが実質的に平行に配置され、前記X線焦点と前記平面型X線検出器との間に前記X線焦点の位置に対して所定の距離に配置されたX線グリッドと、前記X線焦点と前記X線グリッドの中心部を結ぶ方向における、前記X線グリッドの位置と前記平面型X線検出器の位置との
20 間隔を、前記X線グリッドの面と前記平面型X線検出器の検出面を実質的に平行に保持して調整する調整手段とを有し、かつ、前記X線による前記第1のX線遮蔽部材の前記検出面への線状の投影像の前記第1の方向での周期が、実質的に前記第1の方向での前記検出素子の配列の周期の2以上の整数倍であり、前記X線による前記第2のX線遮蔽部材の前記検出面への線状の投影像の前記第2の方向
25 での周期が、実質的に前記第2の方向での前記検出素子の配列の周

期の 2 以上の整数倍であり、前記調整手段により、第 1 の方向において、第 1 の X 線遮蔽部材の前記線状の投影像の中心が実質的に前記不感部の領域の中心に位置するように、第 2 の方向において、第 2 の X 線遮蔽部材の前記線状の投影像の中心が実質的に前記不感部の領域の中心に位置するように、前記間隔が調整されてなることを特徴とする X 線計測装置。

10 10. 前記第 1 の X 線遮蔽部材の前記検出面への前記線状の投影像の前記第 1 の方向での周期と、前記第 2 の X 線遮蔽部材の前記検出面への前記線状の投影像の前記第 2 の方向での周期とが実質的に等しいことを特徴とする請求の範囲第 9 項記載の X 線計測装置。

15

20

25

図 1

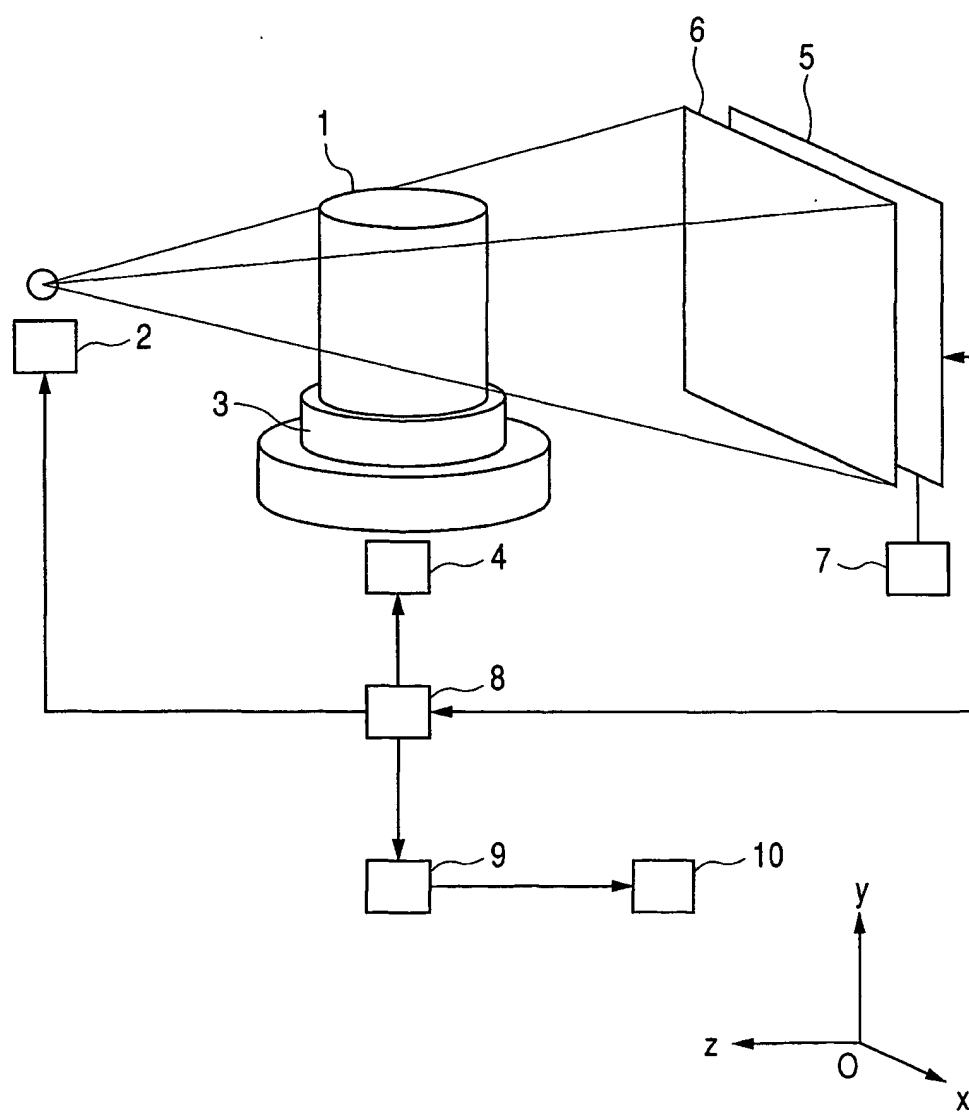


図 2

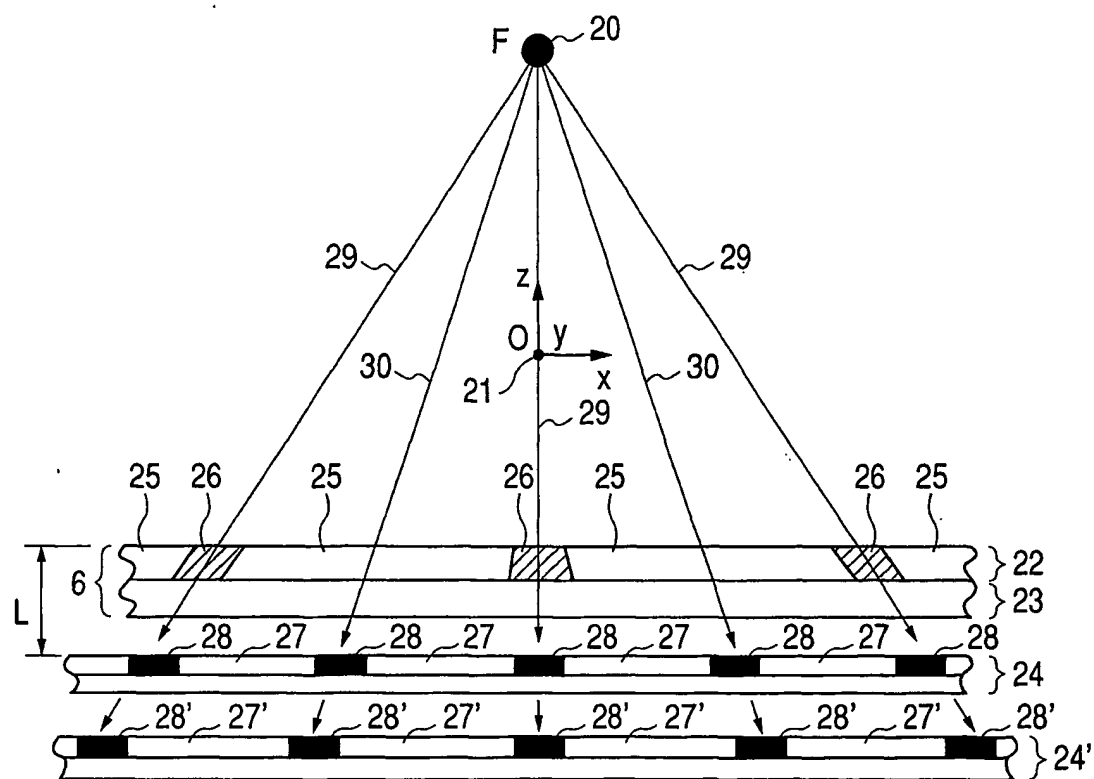


図 3

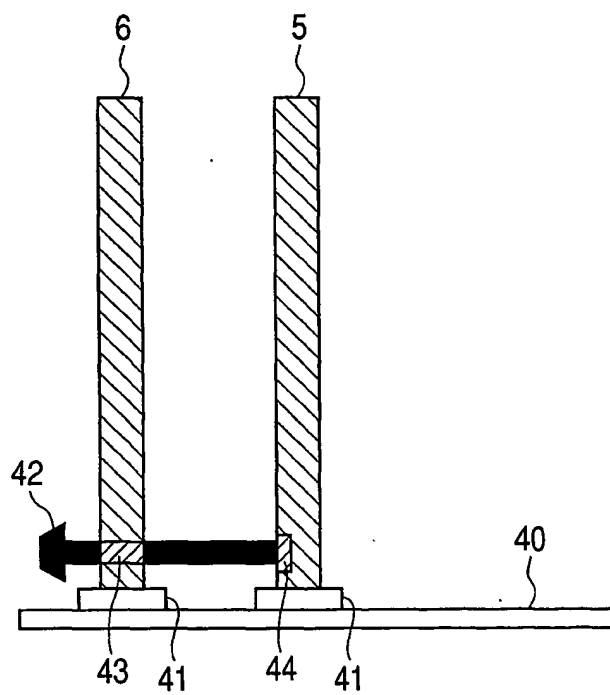
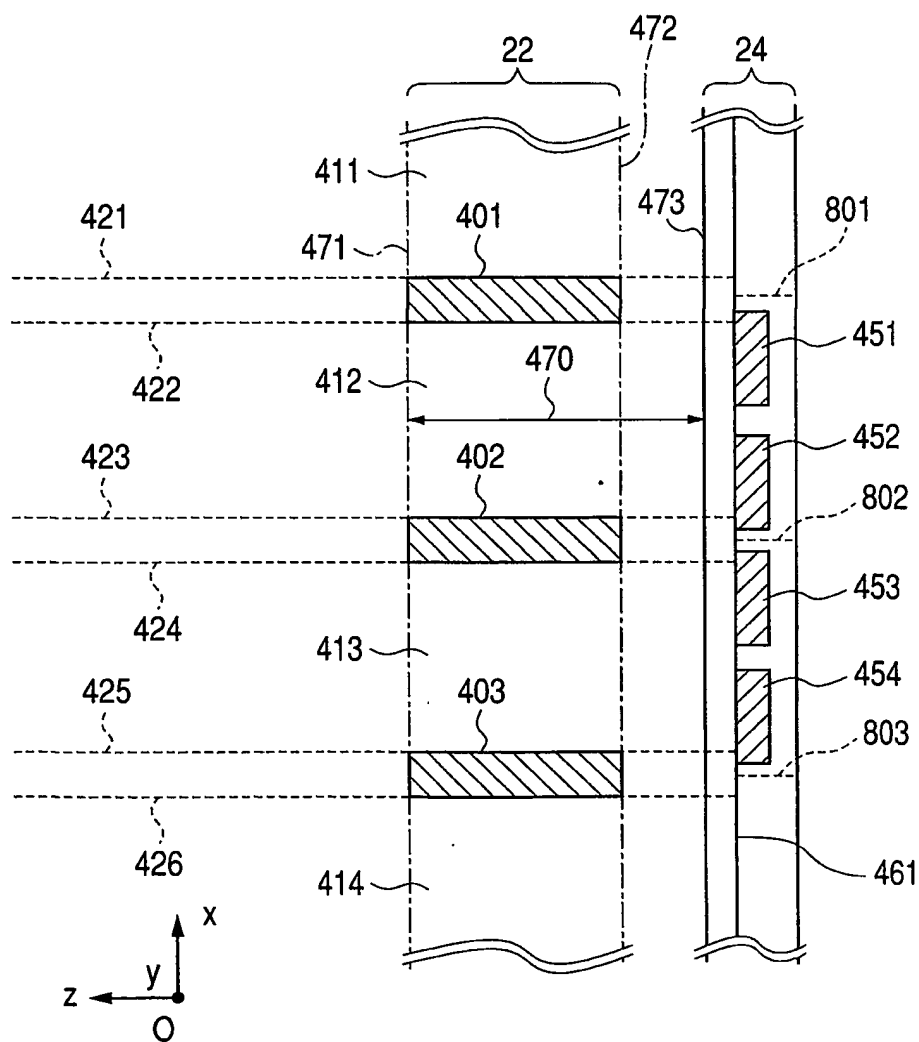


图 4



5/6

図 5

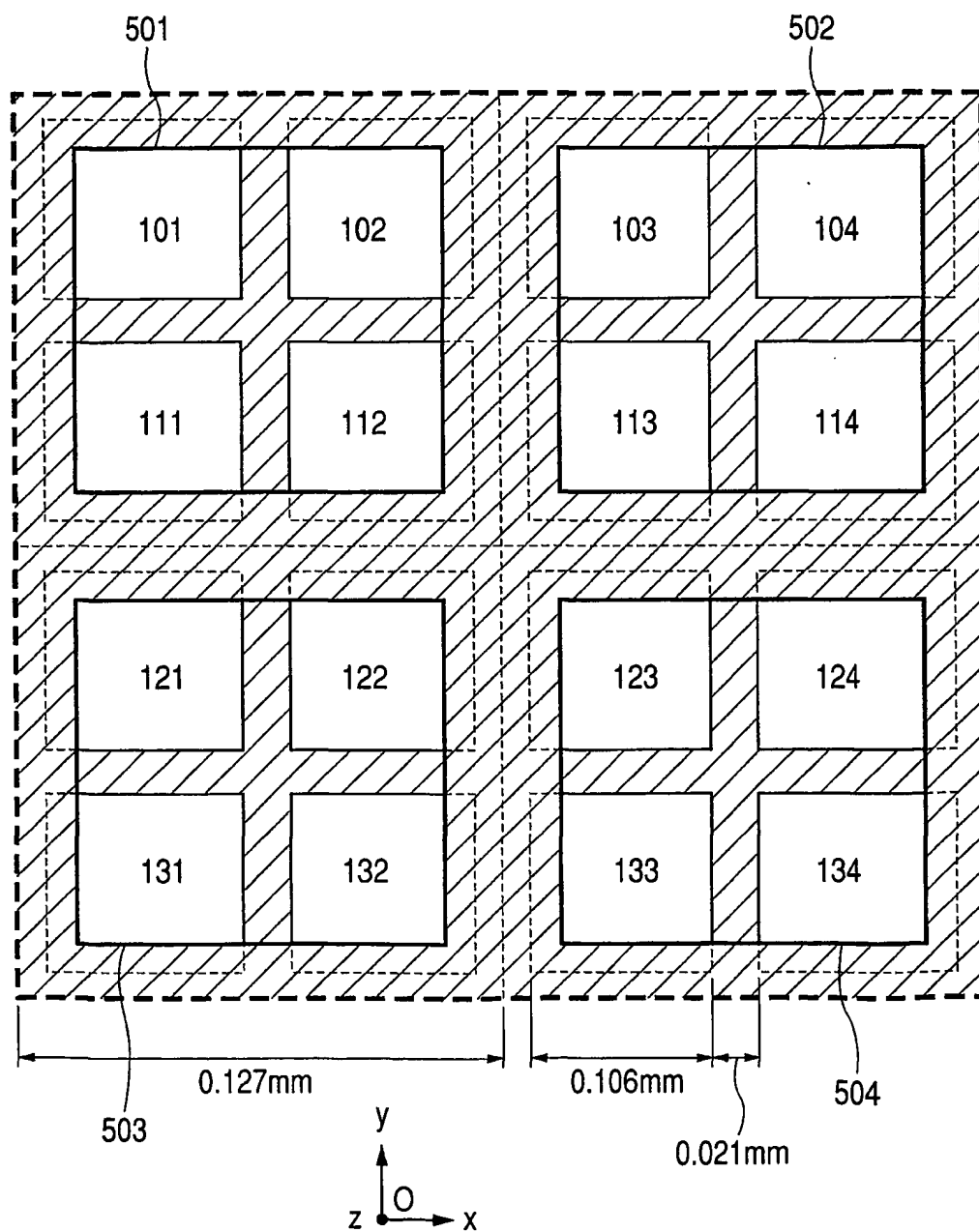
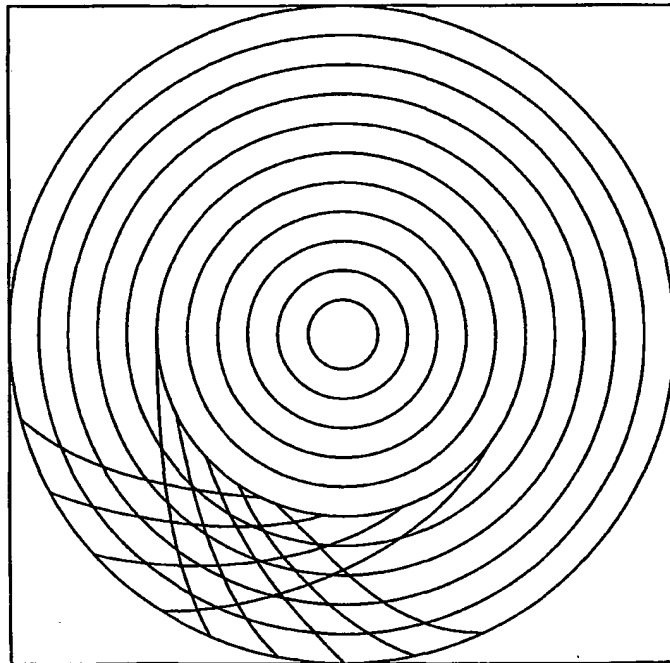


図 6



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP01/04946

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ G01N23/04, A61B6/06

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ G01N 23/00-23/227, A61B 6/00-6/14, G01T 1/00-7/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1992-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2000-60843 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 29 February, 2000 (29.02.00), Full text; Figs. 1 to 8	1-2
Y	Full text; Figs. 1 to 8	4-6
A	Full text; Figs. 1 to 8 & US 6229877 A	3, 7-10
Y	JP 57-44999 A (Oobayashi Seisakusho K.K.), 13 March, 1982 (13.03.82), Full text; Figs. 1 to 2 (Family: none)	4-5
Y	JP 1-235839 A (Sauerwein, Kurt), 20 September, 1989 (20.09.89), Full text; Figs. 1 to 4 & EP 326840 A & DE 3803129 A & US 4975934 A	6
A	JP 6-154207 A (Canon Inc.), 03 June, 1994 (03.06.94), Full text; Figs. 1 to 13 (Family: none)	3, 7-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
24 August, 2001 (24.08.01)

Date of mailing of the international search report
04 September, 2001 (04.09.01)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01N23/04, A61B6/06

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01N 23/00 - 23/227
 A61B 6/00 - 6/14
 G01T 1/00 - 7/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1992-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2001年
 日本国登録実用新案公報 1994-2001年
 日本国実用新案登録公報 1996-2001年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y A	JP 2000-60843 A (富士写真フィルム株式会社) 29. 2月. 2000 (29. 02. 00) 全文, 第1-8図 全文, 第1-8図 全文, 第1-8図 & US 6229877 A	1-2 4-6 3, 7-10
Y	JP 57-44999 A (株式会社大林製作所) 13. 3月. 1982 (13. 03. 82) 全文. 第1-2図 (ファミリーなし)	4-5

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

24. 08. 01

国際調査報告の発送日

04.09.01

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号100-8915
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

鈴木 俊光

2W

9115

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 1-235839 A (クルト ザウワーヴァイン) 20. 9月. 1989 (20. 09. 89) 全文, 第1-4図 & EP 326840 A & DE 3803129 A & US 4975934 A	6
A	JP 6-154207 A (キヤノン株式会社) 3. 6月. 1994 (03. 06. 94) 全文, 第1-13 (ファミリーなし)	3, 7-10